

REC'D 12 JAN 2005

WIPO

PCT

IB/05/050020



Europäisches  
Patentamt

European  
Patent Office

Office européen  
des brevets

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten europäischen Patentanmeldung überein.

The attached documents are exact copies of the European patent application described on the following page, as originally filed.

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet européen spécifiée à la page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

04100160.3 ✓

**PRIORITY  
DOCUMENT**

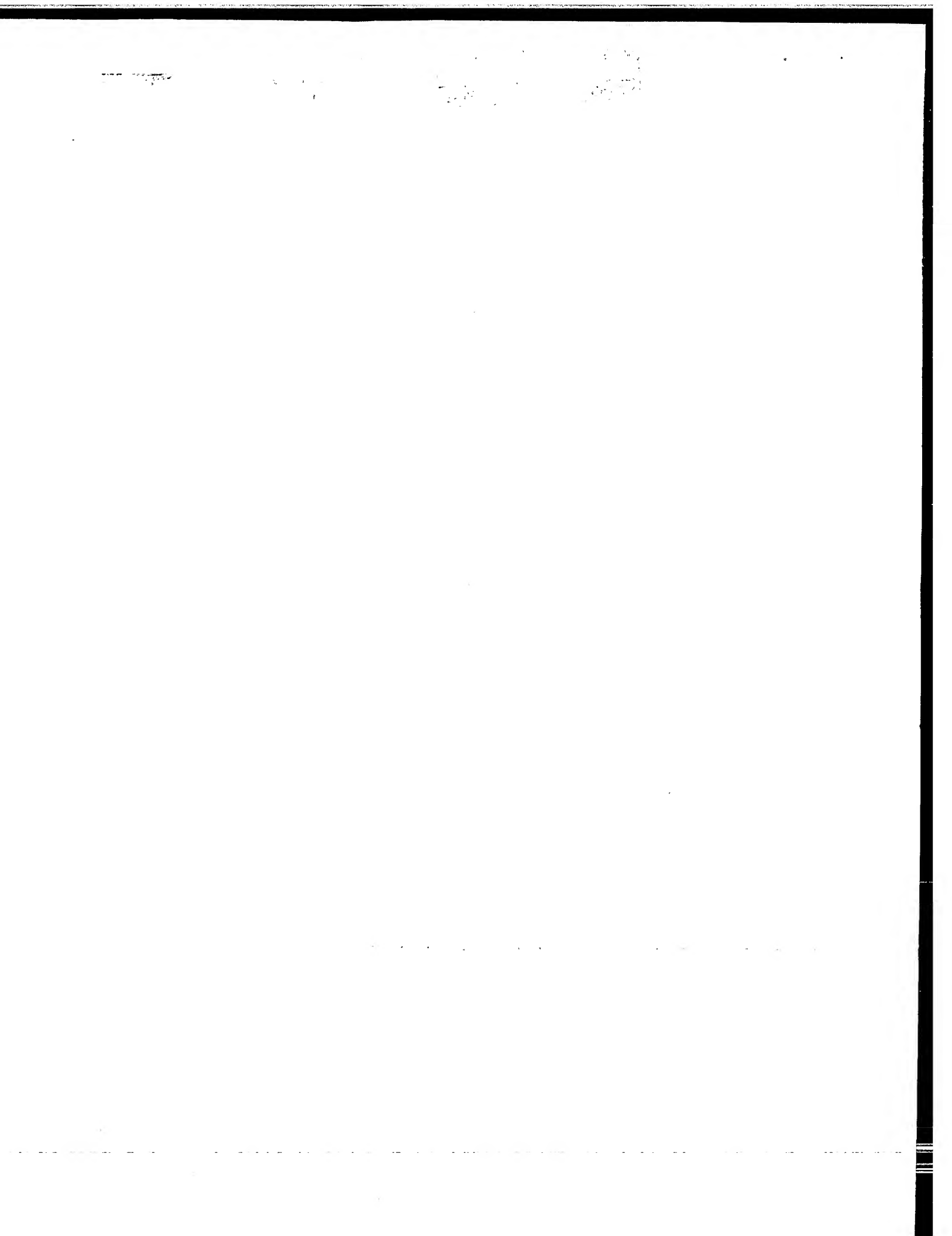
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;  
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets  
p.o.

R C van Dijk





Anmeldung Nr:  
Application no.: 04100160.3 ✓  
Demande no:

Anmeldetag:  
Date of filing: 20.01.04 ✓  
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property GmbH

20099 Hamburg  
ALLEMAGNE  
Koninklijke Philips Electronics N.V.  
Groenewoudseweg 1  
5621 BA Eindhoven  
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:  
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.  
If no title is shown please refer to the description.  
Si aucun titre n'est indiqué se référer à la description.)

Vorrichtung und Verfahren zur Navigation eines Katheters

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed / Priorité(s)  
revendiquée(s)  
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/  
Classification internationale des brevets:

A61B5/06

Am Anmeldetag benannte Vertragstaaten/Contracting states designated at date of  
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL  
PT RO SE SI SK TR LI



BESCHREIBUNG

## Vorrichtung und Verfahren zur Navigation eines Katheters

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Navigation eines Instrumentes wie insbesondere eines Katheters oder einer Interventionsnadel in einem

5 Körpervolumen (z.B. einem Gefäßsystem oder Organ), das einer Eigenbewegung unterliegt.

Bei minimalinvasiven medizinischen Eingriffen wird ein Instrument wie beispielsweise eine Sonde an der Spitze eines Katheters durch das Gefäßsystem eines Patienten an eine

10 zu untersuchende oder zu behandelnde Stelle geschoben. Wichtig für die Navigation des Instrumentes und den Erfolg des Eingriffs ist dabei, dass die aktuelle Position des Instrumentes relativ zum Gefäßsystem möglichst genau bekannt ist. In diesem Zusammenhang werden häufig Gefäßkarten verwendet, das heißt vorab gewonnene zwei- oder dreidimensionale Abbildungen, auf denen das Gefäßsystem gut erkennbar dargestellt ist.

15 Die zum Beispiel mit einem magnetischen Lokalisierungssystem bestimmte räumliche Position und Orientierung des Instrumentes kann dann auf der Gefäßkarte markiert werden, damit der Arzt unmittelbar die für die Behandlung wichtige Lage des Instrumentes relativ zum Gefäßsystem erkennen kann.

20 Problematisch ist bei dem beschriebenen Vorgehen allerdings, dass das Gefäßsystem in vielen Fällen (insbesondere im Brust- bzw. Herzbereich) einer ständigen Bewegung und Deformation aufgrund von Herzschlag und Atmung unterliegt. Die aktuelle Form und Lage des Gefäßsystems weicht daher häufig von seiner Form und Lage auf der Gefäßkarte ab, so dass es bei der Zuordnung der aktuellen Instrumentenposition und -orientierung zur statischen Gefäßkarte zu störenden Abweichungen kommt. Um derartige

25 Effekte zu kompensieren, wird in der US 6 473 635 B1 vorgeschlagen, für verschiedene EKG-Phasen eigene Gefäßkarten anzufertigen und bei späteren Messungen die jeweils der aktuellen EKG-Phase entsprechende Gefäßkarte zu verwenden.

Vor diesem Hintergrund war es eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, Mittel zur vereinfachten und gleichzeitig möglichst genauen Navigation eines Instrumentes im bewegten Körpervolumen eines Patienten bereitzustellen.

- 5 Diese Aufgabe wird durch eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 1 sowie durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 10 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen sind in den Unteransprüchen enthalten.

- Die erfindungsgemäße Vorrichtung dient der Navigation eines Instrumentes in einem
- 10 Körpervolumen, beispielsweise einer Untersuchungs- oder Behandlungseinrichtung an der Spitze eines Katheters in einem Gefäßsystem oder einer Interventionsnadel in einem Organ. Der Ausdruck "Gefäßsystem" ist dabei vorliegend breit im Sinne eines Wegesnetzes zu verstehen, in welchem sich das Instrument aufhalten kann. Daher umfasst dieser Begriff neben Systemen von Blutgefäßen zum Beispiel auch das System des
- 15 Magen-Darm-Traktes eines Patienten (wobei das Instrument eine geschluckte Sonde sein kann) oder im technischen Bereich Kanäle im Inneren einer Maschine. Kennzeichnend für das Körpervolumen soll sein, dass es einer - vorzugsweise zyklischen - Eigenbewegung unterliegt, die sich durch einen ein- oder mehrdimensionalen Bewegungsparameter beschreiben lässt. So unterliegt beispielsweise das (Blut-)Gefäßsystem eines
- 20 Patienten einer durch den Herzschlag verursachten Eigenbewegung, welche sich mit großer Genauigkeit durch die jeweilige Phase des Elektrokardiogramms (EKG) charakterisieren lässt. Die Vorrichtung enthält die folgenden Komponenten:

- a) Eine Lokalisierungseinrichtung zur Erfassung der aktuellen Lage des Instrumentes.
- 25 Hier und im Folgenden soll dabei unter der "Lage" insbesondere die räumliche Position und/oder die räumliche Orientierung (mit jeweils drei Freiheitsgraden) verstanden werden. Bei der Lokalisierungseinrichtung kann es sich beispielsweise um eine Einrichtung handeln, welche die Position und/oder Orientierung des Instrumentes mit Hilfe von Magnetfeldern oder optischen Verfahren ermittelt. Die
- 30 Lokalisierungseinrichtung kann ferner dazu eingerichtet sein, die Lage von mehreren Punkten des Instrumentes zu bestimmen, um so beispielsweise auch die Orientierung bzw. den Verlauf einer Katheterspitze zu erfassen.

- b) Eine Sensoreinrichtung zur Erfassung des aktuellen Bewegungsparameters der Eigenbewegung. Hierbei kann es sich beispielsweise um ein Elektrokardiografiegerät zur Messung des Elektrokardiogramms (EKG) und/oder um einen Atmungssensor zur Ermittlung der Atmungsphase handeln.
- 5
- c) Eine mit der genannten Lokalisierungseinrichtung und der genannten Sensoreinrichtung gekoppelte Datenverarbeitungseinrichtung, welche ein Bewegungsmodell enthält, das die Bewegung des Körpervolumens in Abhängigkeit vom
- 10 Bewegungsparameter beschreibt. Typischerweise ist das Bewegungsmodell in Form von Parametern (Daten) und/oder Funktionen (Software) in einem Speicher der Datenverarbeitungseinrichtung abgelegt. Ferner ist die Datenverarbeitungseinrichtung dazu eingerichtet, zu einer mit der Lokalisierungseinrichtung gemessenen "aktuellen" Lage des Instrumentes und zu dem parallel dazu mit der
- 15 Sensoreinrichtung gemessenen "aktuellen" Wert des Bewegungsparameters eine "bewegungskompensierte Lage" des Instrumentes zu berechnen. Dabei wird als "bewegungskompensierte Lage" diejenige mit dem Bewegungsmodell geschätzte Lage bezeichnet, welche das Instrument in einer vorgegebenen Referenzphase der Eigenbewegung hätte.
- 20
- Durch die beschriebene Vorrichtung ist es möglich, die Bewegung eines Instrumentes im Körpervolumen bezogen auf eine bestimmte, vorgegebene Referenzphase der Eigenbewegung des Körpervolumens zu verfolgen. Der Einfluss der Eigenbewegung des Körpervolumens auf das Instrument wird dabei kompensiert, so dass nur noch die für
- 25 die Navigation wichtige Relativbewegung zwischen Instrument und Körpervolumen übrig bleibt. Um dieses Ziel zu erreichen, benötigt die Vorrichtung nur das in der Datenverarbeitungseinrichtung hinterlegte Bewegungsmodell sowie die Lokalisierungseinrichtung und die Sensoreinrichtung. Eine ständige röntgenfluoroskopische Beobachtung des Instrumentes oder die Bereitstellung von Gefäßkarten aus verschiedenen
- 30 Herzschlagphasen ist dagegen nicht erforderlich.

Gemäß einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung ist die Datenverarbeitungseinrichtung dazu eingerichtet, aus gemessenen Werten für die Lagen von Stützpunkten aus dem Körpervolumen und aus gemessenen Werten des jeweils zugehörigen Bewegungsparameters ein Bewegungsmodell zu rekonstruieren. Bei diesem Ansatz  
5 basiert das Bewegungsmodell somit auf der beobachteten Bewegung von Stützpunkten wie beispielsweise markanten Gefäßverzweigungen.

Die vorstehend erläuterte Berechnung des Bewegungsmodells wird vorzugsweise durch eine Interpolation der gemessenen Bewegung der Stützpunkte ergänzt. Das heißt, dass  
10 die Bewegung von zwischen den Stützpunkten gelegenen Punkten mit Hilfe von Algorithmen wie beispielsweise einer multiquadratischen Interpolation aus den Bewegungen der Stützpunkte berechnet wird. Durch die Dichte des Netzes der Stützpunkte kann dabei die Genauigkeit des Bewegungsmodells nach Belieben eingestellt werden.

15 Die für den oben erläuterten Ansatz verwendeten gemessenen Lagewerte von Stützpunkten können aus einer Reihe dreidimensionaler Abbildungen des Körpervolumens ermittelt werden. Derartige Abbildungen können beispielsweise mit entsprechenden Röntgen- oder Magnetresonanz-Einrichtungen gewonnen werden, wobei jeweils zu den  
20 Aufnahmen die zugehörigen Bewegungsparameter zu erfassen sind.

Zusätzlich oder alternativ können die gemessenen Lagewerte der Stützpunkte auch Lagen des Instrumentes sein, die mit der Lokalisierungseinrichtung ermittelt wurden. In diesem Falle entsprechen die für einen Stützpunkt gemessenen Lagen des Instrumentes  
25 vorzugsweise einem Zustand, bei welchem keine Relativbewegung zwischen dem Instrument und dem Körpervolumen stattfand. Zum Beispiel kann die Position und evtl. Orientierung einer Katheterspitze ohne Vorschub des Katheters für die Dauer einer Herzschlagphase gemessen werden, wobei die Messung dann die Bewegung eines zugehörigen Stützpunktes im Bewegungsmodell beschreibt.



Gemäß einer anderen Weiterbildung der Erfindung enthält die Datenverarbeitungseinrichtung einen Speicher mit einer statischen Abbildung des Körpervolumens. Ferner ist die Datenverarbeitungseinrichtung dazu eingerichtet, die bewegungskompensierte Lage des Instrumentes in der genannten statischen Abbildung zu ermitteln. Dabei ist die Referenzphase der Eigenbewegung, auf welche die bewegungskompensierte Lage des Instrumentes bezogen ist, vorzugsweise mit der Bewegungsphase identisch, welche zur statischen Abbildung des Körpervolumens gehört. Die statische Abbildung lässt sich zum Beispiel auf einer Anzeigevorrichtung wie einem Monitor darstellen, wobei gleichzeitig die zugehörige aktuelle Lage des Instrumentes auf der Abbildung angezeigt werden kann. Die statische Abbildung kann somit als eine Karte dienen, auf welcher sich die Bewegung des Instrumentes verfolgen lässt, ohne dass die Eigenbewegung des Körpervolumens hierbei zu Störungen oder Diskrepanzen führt.

Die Erfindung betrifft ferner ein Verfahren zur Navigation eines Instrumentes in einem Körpervolumen, das einer durch einen Bewegungsparameter beschreibbaren Eigenbewegung unterliegt. Das Verfahren umfasst die folgenden Schritte:

- a) Die Messung der Lagen von Stützpunkten des Körpervolumens in verschiedenen Phasen der Eigenbewegung sowie der zugehörigen Bewegungsparameter.
- b) Die Rekonstruktion eines Bewegungsmodells für das Körpervolumen aus den genannten Messwerten.
- c) Die Messung der ("aktuellen") Lage des Instrumentes und des zugehörigen ("aktuellen") Bewegungsparameters.
- d) Die Berechnung der geschätzten, bewegungskompensierten Lage des Instrumentes für eine Referenzphase der Eigenbewegung mit Hilfe des Bewegungsmodells.

Das beschriebene Verfahren implementiert in allgemeiner Form die mit einer Vorrichtung der oben beschriebenen Art ausführbaren Schritte. Hinsichtlich der Einzelheiten, Vorteile und Weiterbildungen des Verfahrens wird daher auf die obige Beschreibung  
5 verwiesen.

Im Folgenden wird die Erfindung mit Hilfe der beigefügten Figur beispielhaft erläutert. Die einzige Figur zeigt schematisch die Komponenten eines erfindungsgemäßen Systems zur Navigation eines Katheters im Gefäßsystem eines Patienten.

10

Im linken Teil der Figur ist eine Situation angedeutet, wie sie beispielsweise bei einer Katheteruntersuchung der Herzkranzgefäße eines Patienten 3 auftritt. Dabei wird ein diagnostisches oder therapeutisches Instrument 4 an der Spitze eines Katheters im Gefäßsystems vorgeschoben. Zur Navigation des Katheters im Gefäßsystem erfolgt in  
15 vielen Fällen eine ständige Beobachtung des Vorganges mit einer Röntgenapparatur 1. Dies hat jedoch den Nachteil einer entsprechenden Röntgenbelastung für den Patienten und das Untersuchungspersonal.

Zur Vermeidung derartiger Belastungen kann eine statische Gefäßkarte verwendet werden, beispielsweise ein unter Kontrastmittelgabe gewonnenes (Röntgen-) Angiogramm, wobei die aktuelle Position des Instrumentes 4 mit einer Lokalisierungseinrichtung 2 bestimmt wird. Die Lokalisierungseinrichtung 2 kann zum Beispiel (mindestens) eine Magnetfeldsonde an der Spitze des Katheters umfassen, mit deren Hilfe die Stärke und Richtung eines dem Raum durch einen Feldgenerator aufgeprägten Magnetfeldes  
25 gemessen wird, was wiederum einen Rückschluss auf die räumliche Lage (Position und Orientierung) des Katheters erlaubt. Die so erfasste räumliche Lage des Katheters 4 kann dann auf der statischen Gefäßkarte dargestellt werden. Problematisch hierbei ist jedoch, dass eine starke, im Wesentlichen zyklische Eigenbewegung der Herzkranzgefäße vorliegt, die durch den Herzschlag und die Atmung verursacht wird. Da die ver-  
30 wendete Gefäßkarte einer bestimmten (Referenz-) Phase dieses Bewegungszyklus ent-

spricht, während die aktuelle Instrumentenlage in der Regel aus einer anderen Bewegungsphase stammt, kommt es somit bei der Zuordnung der Instrumentenlage zur statischen Gefäßkarte zu Fehlern.

- 5 Zur Vermeidung derartiger Fehler wird das nachfolgend erläuterte System vorgeschlagen. Dieses besteht im Wesentlichen aus einer Datenverarbeitungseinrichtung 10 (Mikrocomputer, Workstation) mit zugehörigen Einrichtungen wie einem Zentralprozessor, Speichern, Schnittstellen und dergleichen. Die Datenverarbeitungseinrichtung 10 enthält in einem Speicher ein Bewegungsmodell 11 für das untersuchte
- 10 Gefäßsystem des Patienten 3. Das Bewegungsmodell 11 beschreibt bezogen auf eine Referenzphase  $E_0$  des Herzschlages das Bewegungsfeld bzw. die vektoriellen Verschiebungen  $\underline{\Delta}$ , denen die Punkte des Gefäßsystems in den verschiedenen Phasen  $E$  des Herzschlages unterliegen. Dabei wird die Phase des Herzschlages durch einen Bewegungsparameter  $E$  charakterisiert, welcher der elektrischen Herzaktivität (EKG)
- 15 entspricht, die von einem Elektrokardiografiegerät 5 aufgezeichnet wird.

- Mit Hilfe des Bewegungsmodells 11 kann zu einer aktuellen gemessenen Position  $\underline{r}$  und Orientierung  $\underline{o}$  des Instrumentes 4 und der zugehörigen gemessenen Herzschlagphase  $E$  der Verschiebungsvektor  $\underline{\Delta}$  bzw. der Transformationstensor  $\underline{M}$  bestimmt werden,
- 20 welcher die gemessene Position  $\underline{r}$  in eine geschätzte Position  $(\underline{r} + \underline{\Delta})$  des Instrumentes während der Referenzphase  $E_0$  überführt bzw. die gemessene Orientierung in eine geschätzte Orientierung  $\underline{M} \cdot \underline{o}$  des Instrumentes während der Referenzphase überführt. Diese "bewegungskompensierte" Position  $(\underline{r} + \underline{\Delta})$  und Orientierung kann dann auf einer statischen Gefäßkarte 12, die während der Referenz-Herzschlagphase  $E_0$  gewonnen
- 25 wurde, dargestellt werden. Die bewegungskompensierte Position und Orientierung des Instrumentes liegt dabei auf der Gefäßkarte 12 in aller Regel innerhalb des Gefäßsystems, so dass es durch den Herzschlag nicht zu irritierenden Abweichungen zwischen der dargestellten Instrumentenlage und dem Verlauf der Gefäße kommt. Die Gefäßkarte 12 kann zusammen mit der bewegungskompensierten Lage des Instrumentes auf
- 30 einem Monitor 13 dargestellt werden, um dem Arzt eine Navigation des Katheters zu erlauben.

Für die Herleitung des Bewegungsmodells 11 werden vorzugsweise dreidimensionale Serienaufnahmen des Gefäßsystems verwendet, welche zuvor mit Hilfe der Röntgenapparatur 1, einem CT-Gerät oder mit einem MRI-Gerät gewonnen wurden. In diesen  
5 Aufnahmen werden charakteristische Punkte des Gefäßsystems wie Verzweigungen lokalisiert, was zum Beispiel voll- oder semi-automatisch mit geeigneten Segmentierungsalgorithmen geschehen kann. Ferner wird vorausgesetzt, dass zu den einzelnen Röntgenaufnahmen die jeweils zugehörige Phase des Herzzyklus E gemessen wurde. Die Positionen der Stützpunkte lassen sich daher den verschiedenen Herzschlagphasen  
10 zuordnen, woraus wiederum die gesuchten, auf eine Referenzphase  $E_0$  bezogenen Verschiebungsvektoren  $\underline{\Delta}$  und Transformationstensoren berechnet werden können. Für Punkte des Gefäßsystems, die in der Nähe der Stützpunkte liegen, wird vorzugsweise ein geeignetes Interpolationsverfahren zur Ermittlung ihrer Verschiebungsvektoren und/oder Transformationstensoren eingesetzt. Hierbei kann es sich beispielsweise um  
15 die Verwendung von multiquadratischen Gleichungen handeln (vgl. "Multiquadric Equations of Topography and Other Irregular Surfaces", Journal of Geophysical Research, Vol. 76:8, S. 1905-1915 (1971)) oder um Spline basierte Methoden.

Bei einem alternativen Ansatz zur Gewinnung der Bewegungsdaten von Stützpunkten  
20 im Gefäßsystem wird die Bewegung des Instrumentes 4 mit Hilfe der Lokalisierungseinrichtung 2 während Phasen beobachtet, in denen kein Vorschub des Katheters stattfindet. In diesen Phasen ist somit die beobachtete Bewegung des Instrumentes 4 allein auf die Eigenbewegung des Gefäßsystems zurückzuführen. Durch die gleichzeitige Messung des Elektrokardiogramms kann die Bewegung des Instrumentes 4 dann  
25 den entsprechenden Herzschlagphasen zugeordnet und als Stützpunkt für die Berechnung des Bewegungsmodells 11 verwendet werden.

Vorzugsweise werden die oben beschriebenen Verfahren zur Datengewinnung für das Bewegungsmodell aus dreidimensionalen (Röntgen-)Aufnahmen und aus Lagedaten des  
30 Instrumentes 4 miteinander kombiniert, um ein Maximum an Genauigkeit für das

Bewegungsmodell zu erreichen. Dabei kann insbesondere auch das Bewegungsmodell 11 während eines laufenden medizinischen Eingriffs fortwährend durch weitere mit der Lokalisierungseinrichtung 2 und dem EKG-Gerät 5 gewonnene Messpunkte ergänzt und lokal erweitert werden, wodurch Fehler der Interpolation minimiert werden.

5

Wie bereits erwähnt wurde, kann das Verfahren auch unter Berücksichtigung des Atmungszyklus ausgeführt werden, wobei in diesem Falle ein geeigneter Atmungssensor zur Erfassung der Atemphase vorzusehen ist. Eine Kompensation der Bewegung von Herzschlag und Atmung ist ebenfalls mit dem Verfahren möglich. In diesem Falle werden die Stützstellen nicht nur im Zustandsraum eines eindimensionalen Bewegungsparameters (beispielsweise des EKG), sondern auch im zweidimensionalen Zustandsraum, beispielsweise bestehend aus EKG und Atmungssensor, bestimmt. Da dieser Zustandsraum in endlicher Zeit nur schwer gefüllt werden kann bzw. zu einer nicht tolerierbaren Verlängerung der Messzeit führt, können Stützstellen für nicht gemessene Zustände durch Interpolation (beispielsweise Multiquadratische Gleichungen, Spline-Interpolation, etc.) bestimmt werden.

10  
15

Des Weiteren kann das oben für die Navigation eines Katheters in einem Gefäßsystem beschriebene Verfahren analog auch in anderen Fällen, beispielsweise der Bewegung einer Interventionsnadel im Herzen, angewendet werden.

20

62

63

PATENTANSPRÜCHE

1. Vorrichtung zur Navigation eines Instrumentes (4) in einem Körpervolumen, das einer durch einen Bewegungsparameter (E) beschreibbaren Eigenbewegung unterliegt, enthaltend

- 5 a) eine Lokalisierungseinrichtung (2) zur Erfassung der Lage ( $\underline{r}$ ) des Instrumentes (4);
- b) eine Sensoreinrichtung (5) zur Erfassung des Bewegungsparameters (E);
- c) eine mit der Lokalisierungseinrichtung (2) und der Sensoreinrichtung (5) gekoppelte Datenverarbeitungseinrichtung (10) enthaltend ein Bewegungsmodell (11), welches die Bewegung des Körpervolumens in Abhängigkeit vom
- 10 Bewegungsparameter (E) beschreibt, wobei die Datenverarbeitungseinrichtung (10) dazu eingerichtet ist, gemessenen Werten der Lage ( $\underline{r}$ ) des Instrumentes (4) und des zugehörigen Bewegungsparameters (E) mit Hilfe des Bewegungsmodells (11) eine geschätzte Lage ( $\underline{r} + \underline{\Delta}$ ) des Instrumentes in einer Referenzphase ( $E_0$ ) der Eigenbewegung zuzuordnen.

15

2. Vorrichtung nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

- dass die Datenverarbeitungseinrichtung (10) dazu eingerichtet ist, aus gemessenen Werten für die Lage von Stützpunkten und für die zugehörigen Bewegungsparameter (E) das Bewegungsmodell (11) zu rekonstruieren.
- 20

3. Vorrichtung nach Anspruch 2,

dadurch gekennzeichnet,

- dass die Datenverarbeitungseinrichtung (10) dazu eingerichtet ist, im Bewegungsmodell (11) die gemessene Bewegung der Stützpunkte durch Interpolation zu ergänzen.
- 25

4. Vorrichtung nach Anspruch 2,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die Datenverarbeitungseinrichtung dazu eingerichtet ist, gemessene Werte für die
- 5 Lage von Stützpunkten aus einer Reihe dreidimensionaler Abbildungen des  
Körpervolumens zu ermitteln, insbesondere aus Röntgen-, CT- oder MRI-Aufnahmen.
5. Vorrichtung nach Anspruch 2,  
dadurch gekennzeichnet,
- 10 dass gemessene Werte für die Lage von Stützpunkten des Körpervolumens mit der  
Lokalisierungseinrichtung (2) gemessenen Lagen ( $\underline{r}$ ) des Instrumentes (4) entsprechen.
6. Vorrichtung nach Anspruch 5,  
dadurch gekennzeichnet,
- 15 dass die gemessenen Lagen ( $\underline{r}$ ) des Instrumentes (4) ohne Bewegung des Instrumen-  
tes (4) relativ zum Körpervolumen gewonnen wurden.
7. Vorrichtung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet,
- 20 dass die Datenverarbeitungseinrichtung (10) einen Speicher mit einer statischen  
Abbildung (12) des Körpervolumens enthält und dazu eingerichtet ist, die für die  
Referenzphase ( $E_0$ ) geschätzte Lage ( $\underline{r} + \underline{\Delta}$ ) des Instrumentes (4) in der statischen  
Abbildung zu ermitteln.
- 25 8. Vorrichtung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die Sensoreinrichtung ein EKG-Gerät (5) und/oder ein Gerät zur Erfassung der  
Atmungsphase enthält.



9. Vorrichtung nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Lokalisierungseinrichtung (2) dazu eingerichtet ist, die Lage des Instrumentes (4) mit Hilfe magnetischer Felder und/oder mit Hilfe optischer Verfahren

5 zu bestimmen.

10. Verfahren zur Navigation eines Instrumentes (4) in einem Körpervolumen, das einer durch einen Bewegungsparameter (E) beschreibbaren Eigenbewegung unterliegt, umfassend die folgenden Schritte:

- 10 a) Messung der Lagen von Stützpunkten des Körpervolumens und der zugehörigen Bewegungsparameter (E) in verschiedenen Phasen der Eigenbewegung;
- b) Rekonstruktion eines Bewegungsmodells (11) für das Körpervolumen aus den genannten Messwerten;
- c) Messung der Lage ( $\underline{r}$ ) des Instrumentes (4) und des zugehörigen Bewegungs-  
15 parameters (E);
- d) Berechnung der geschätzten Lage ( $\underline{r} + \underline{\Delta}$ ) des Instrumentes (4) in einer Referenzphase ( $E_0$ ) der Eigenbewegung mit Hilfe des Bewegungsmodells (11).

20

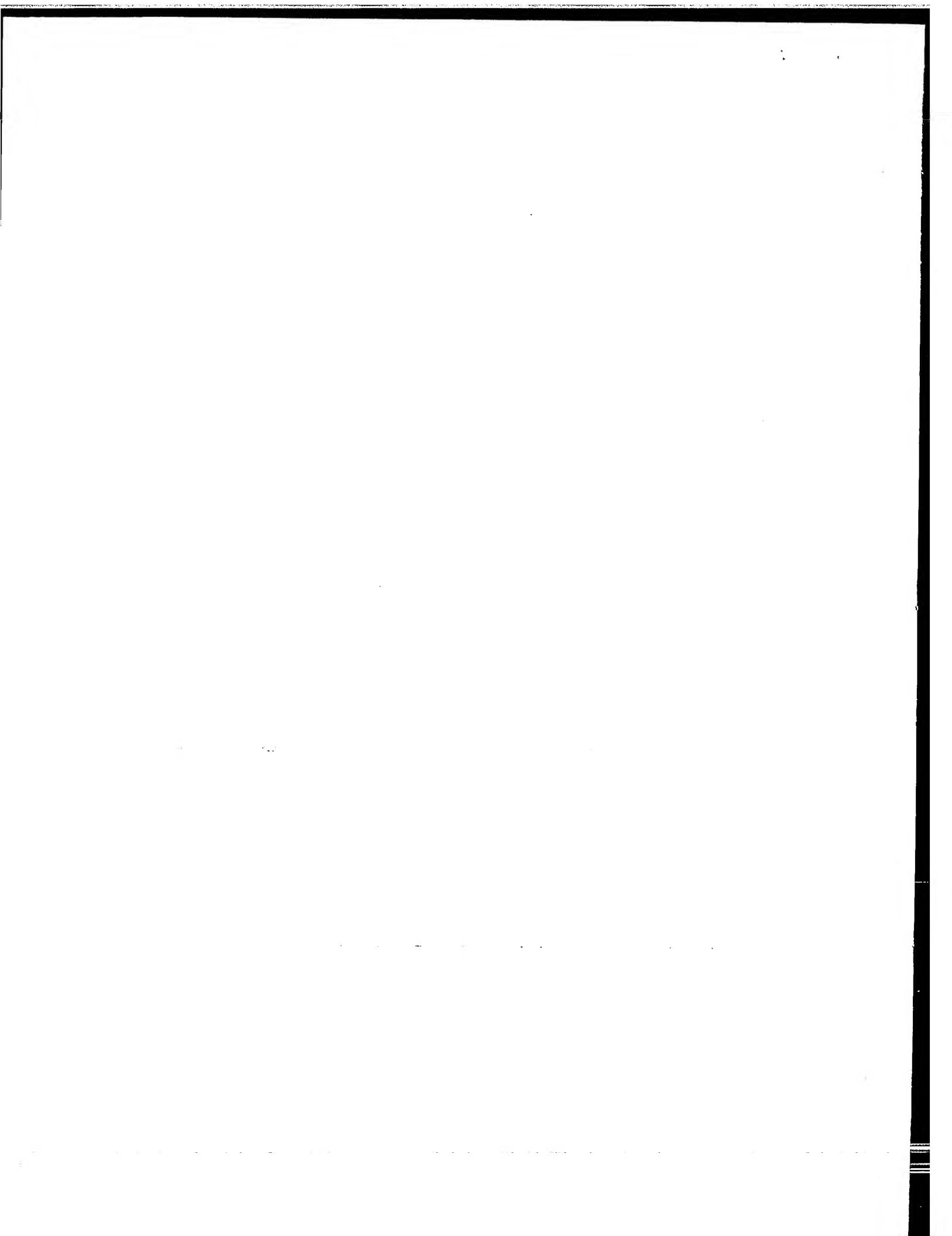


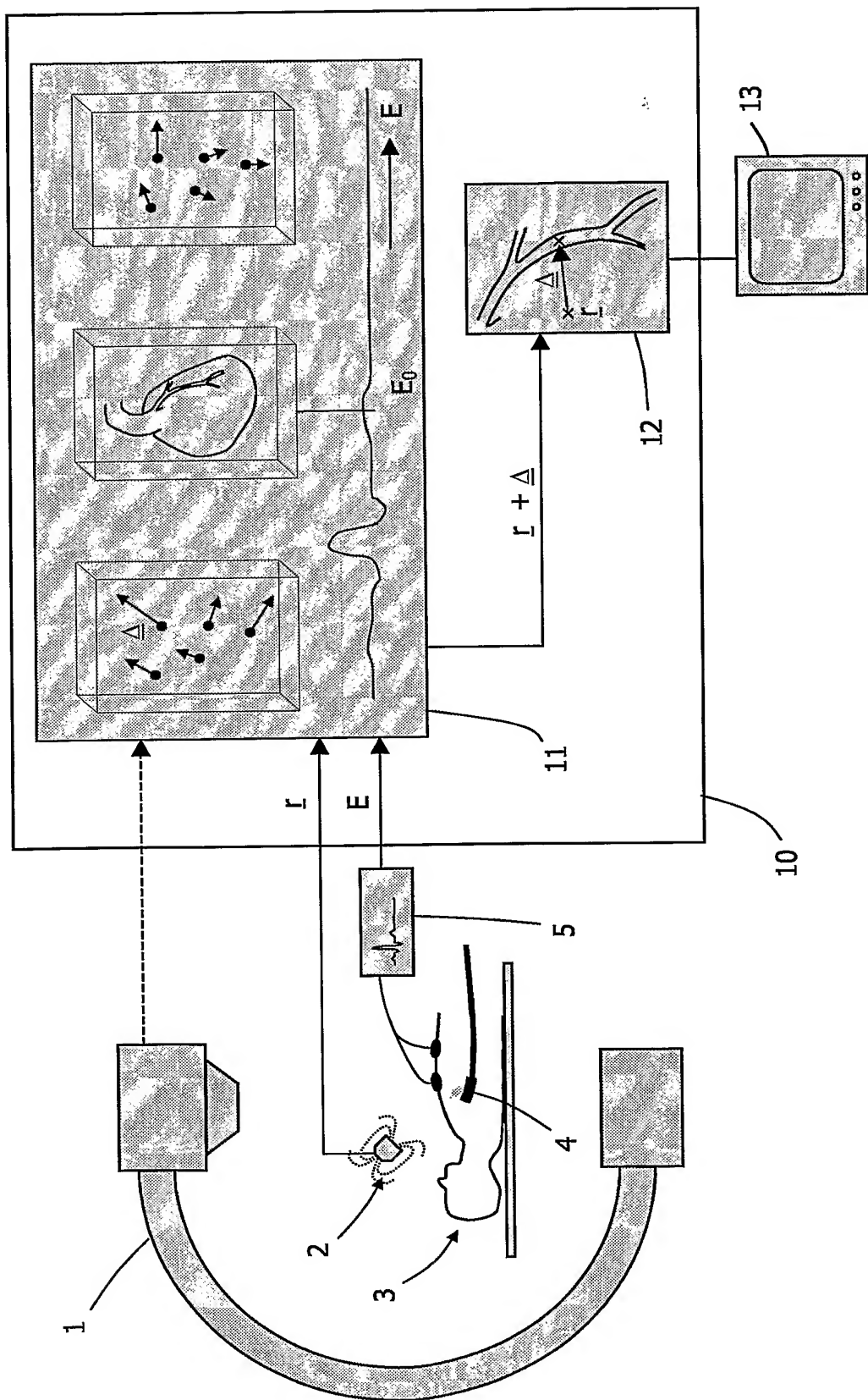
ZUSAMMENFASSUNG

## Vorrichtung und Verfahren zur Navigation eines Katheters

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Navigation eines Katheters im Gefäßsystem bzw. einer Interventionsnadel in einem Organ eines Patienten, welches einer durch Herzschlag und/oder Atmung verursachten Eigenbewegung unterliegt. Dabei wird im Speicher einer Datenverarbeitungseinrichtung (10) ein Bewegungsmodell (11) bereitgehalten, welches die Verschiebung von Punkten des Gefäßsystems bezogen auf eine Referenzphase ( $E_0$ ) der Eigenbewegung beschreibt. Die von einer Lokalisierungseinrichtung (2) gemessenen räumlichen Positionen und Orientierungen des Instrumentes (4) im Gefäßsystem des Patienten (3) sowie die parallel hierzu aufgezeichneten EKG-Werte (E) werden von der Datenverarbeitungseinrichtung (10) mit Hilfe des Bewegungsmodells (11) in eine bewegungskompensierte Position ( $\underline{r} + \underline{\Delta}$ ) des Instrumentes umgerechnet, die dann in einer statischen Gefäß- oder Organkarte (12) dargestellt werden kann. Das Bewegungsmodell (11) kann aus einer Serie dreidimensionaler Aufnahmen des Gefäßsystems gewonnen werden. Zusätzlich oder alternativ können gemessene Positionen und Orientierungen des Instrumentes (4) während Zeiten, zu denen kein Vorschub des Instrumentes erfolgt, verwendet werden.

Fig. 1





**PCT/IB2005/050090**

